

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-085400

(43)Date of publication of application : 26.03.2002

(51)Int.Cl.

A61B 6/03

G06T 1/00

(21)Application number : 2000-286242

(71)Applicant : HITACHI MEDICAL CORP

(22)Date of filing : 21.09.2000

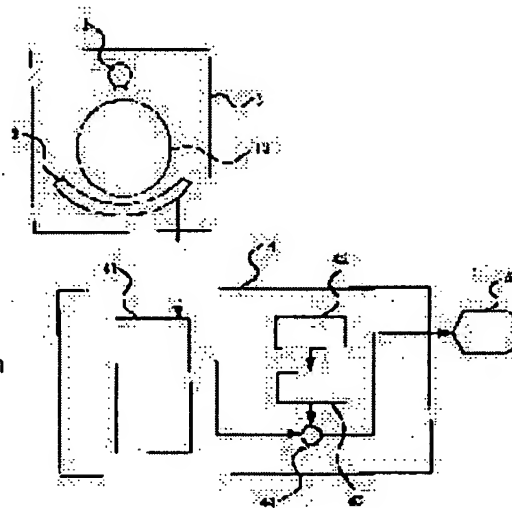
(72)Inventor : HARA HIROMI

## (54) X-RAY CT APPARATUS

### (57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To create a sharp image by eliminating the blurring of an image of a portion corresponding to the periphery of a detector.

**SOLUTION:** A means for storing X-ray data collected from a scanner 3 into the measurement data storage device 41 of an image processing apparatus 4 is provided, and a channel pitch generator 42 disposed in the image processing apparatus generates a channel pitch ; channel pitch data which is subjected to channel pitch conversion based on the channel pitch is formed, and an image is reconstructed from both the data transmitted from the storage device and the channel conversion pitch data.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2002-85400

(P2002-85400A)

(43) 公開日 平成14年3月26日 (2002.3.26)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	7-71-ト* (参考)
A 6 1 B 6/03	3 7 1	A 6 1 B 6/03	3 7 1 4 C 0 9 3
	3 5 0		3 5 0 P 5 B 0 5 7
G 0 6 T 1/00	2 9 0	G 0 6 T 1/00	2 9 0 B

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 4 頁)

(21) 出願番号 特願2000-286242(P2000-286242)

(22) 出願日 平成12年9月21日 (2000.9.21)

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72) 発明者 原 弘己

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株

式会社日立メディコ内

Fターム(参考) 4C093 AA22 BA03 BA17 CA05 CA08

EA02 FF02 FF22

5B057 AA08 AA09 BA03 CA16 CB16

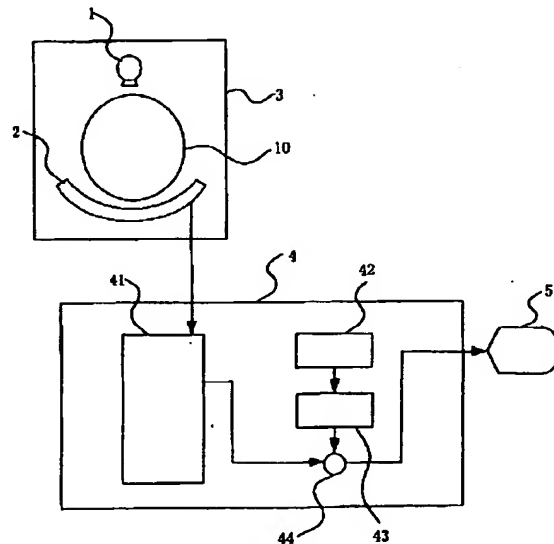
CD12 CE20 CH11

(54) 【発明の名称】 X線CT装置

(57) 【要約】

【課題】 検出器の周辺部に相当する部分の画像のボケを除去して鮮明な画像を作成すること。

【解決手段】 スキャナ3から収集したX線データを画像処理装置4の計測データ記憶装置41に記憶する手段と、前記画像処理装置内に設けたチャンネルピッチ発生装置42がチャンネルピッチ $\delta$ を発生し、これにもとづきチャンネルピッチ変換したチャンネルピッチデータを作成し、前記記憶装置からのデータと、前記チャンネル変換ピッチデータとにより画像再構成するように構成した。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 X線管とこのX線管に対抗する位置に円弧状に配列された複数のチャンネルのX線検出素子から成るX線検出器とを搭載したスキャナと、前記X線検出器で検出した計測データを記憶する記憶装置と、この計測データにより再構成画像を生成する画像再構成装置とよりなる画像処理装置と、画像を表示する表示装置と、を備えてなるX線CT装置において、前記画像処理装置に円弧状チャンネルピッチ発生装置とこの円弧状チャンネルピッチを直線状のチャンネルピッチに変換するチャンネルピッチ変換装置とを設け、このチャンネルピッチ変換装置で変換した直線状のチャンネルピッチ変換データと前記記憶装置から読み出した計測データとを前記画像再構成装置に入力して画像再構成を行うことを特徴とするX線CT装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明はX線CT装置に関し、特にスキャングラム像におけるチャンネル方向の距離計測誤差を低減するようにしたX線CT装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】X線CT装置のX線検出器はX線の焦点を中心とする円弧上にある。従来は検出器中心部チャンネルでのX線中心から見たチャンネル開き角とX線中心からの距離を元に、チャンネルピッチを作成し、このチャンネルピッチを用いてスキャングラム画像を作成していた。しかし円弧上での中心から周辺までチャンネル開き角は同一でチャンネルピッチは均等となるために、このチャンネルピッチを用いて計測データを円弧中心で接している直線上に展開（画像再構成）していくと、計測データ位置が円弧の中心から離れていくに従い、円弧上のチャンネル開き角（一定）と円弧中心で接している直線上でのチャンネル開き角（チャンネル開口部が周辺部ほど見かけ上狭くなるためだんだん狭くなる）の差が大きくなる。この結果、直線上での計測データ位置円弧との接点を基点にだんだん外側にずれる。

【0003】ここに、この従来装置の概要を図4を用いて説明する。中心O'を有する被検体10の上側にX線管が配置されており、そのX線中心をOとする。また、被検体10の下側には、円弧状の検出器2が設けられ、X線中心Oの直下で交叉する検出器中心点をO'とする。すなわちx軸とy軸との交点をO'とする。X線中心Oと検出器中心O'との間の距離はdとし、また、X線中心Oと被検体10の中心O'との間の距離をhとする。αはX線中心軸yからのX線の開き角であって、この場合、被検体2の右外縁と接する角度を示している。また、θは検出器2の各チャンネルの開き角を示している。検出器2により得られたローデータをを用いた画像再構成を行うためには、x軸上の距離x'、を求める必要

がある。このx'は次の式（1）で求めることが出来る。

$$x' = (\alpha / 360^\circ) \times 2\pi d \quad (1)$$

$$\alpha = \theta \cdot i$$

θ：円弧上1チャンネルに当たりのチャンネルに開き角  
i：0'～a点までのチャンネル数

【0004】この式で求められた値は、例えば、X線32に注目した場合、このX線32と交叉する検出器2のチャンネル位置aは、これをx軸上に展開すると、a'点になる。これは円弧状の検出器2をx軸上に直線的に置きかえると、a点は矢印イ方向に倒れた形になってa'点になる。従って検出器2のチャンネル位置a点をx軸に直下に投影した点bよりもΔxの拡大分が生じる。従ってx'の値は、本来の値より拡大分Δxだけ拡大された値になる。この拡大分Δxは、検出器2のチャンネルが外側に向って行くほど大きくなる。これは、例えば、X線33に対する検出器2のチャンネル位置cは、これをx軸に展開すると、c'になり、拡大分Δxがより大になる。このように検出器2の外側に向うチャンネル位置をx軸上に投影して展開していくと、これに応じて、拡大分Δxも長くなる。

## 【0005】

【発明が解決しようとする課題】従来装置においては、検出器2のチャンネル位置が外側に向って行くほど、これに応じて、拡大分Δxも大きくなっていく傾向にあり、従って、x'の値を用いて画像再構成した場合、画像の外側の映像にボケが生じるおそれがあった。

【0006】本発明の目的は、画像再構成の場合に、このボケが生じないようにして、より鮮明な画像が得られるX線CT装置を提供することにある。

## 【0007】

【課題を解決するための手段】本発明はX線管とこのX線管に対抗する位置に円弧状に配列された複数のチャンネルのX線検出素子から成るX線検出器とを搭載したスキャナと、前記X線検出器で検出した計測データを記憶する記憶装置と、この計測データにより再構成画像を生成する画像再構成装置とよりなる画像処理装置と、画像を表示する表示装置と、を備えてなるX線CT装置において、前記画像処理装置に円弧状チャンネルピッチ発生装置とこの円弧状チャンネルピッチを直線状のチャンネルピッチに変換するチャンネルピッチ変換装置とを設け、このチャンネルピッチ変換装置で変換した直線状のチャンネルピッチデータと前記記憶装置から読み出した計測データとを前記画像再構成装置に入力して画像再構成を行うように構成したものである。

## 【0008】

【発明の実施の形態】図1は本発明の原理を示すもので、図4と同じ部分は同じ記号を用いてある。検出器2はチャンネルピッチがδであるものを示している。このδの値は、検出器2の構造により異なる値をとるもので

ある。本実施例ではチャンネルピッチを $\delta$ とする。そして、検出器2のチャンネル位置、例えば、 $a$ から $x$ 軸上に直下に投影した点 $b$ と $O'$ 点との距離 $x'$ を計測する。この場合、従来のように、 $a'$ 点を計測するのでないで、 $x'$ は $b-a'$ 間の距離、すなわち、縮小分 $\Delta x'$ だけ従来より短い距離を計測するようになる。チャンネル $c$ 位置に対しても、その直下の $x$ 軸に展開した点 $c''$ を計測するように、チャンネル位置 $a$ 、 $c$ の直下の $x$ 軸の位置 $b$ 、 $c''$ を計測することにより、 $x'$ は縮小分 $\Delta x'$ だけ従来より縮小した値を計測するようになる。検出器2のチャンネル位置が外側へ行くほど、この縮小分 $\Delta x'$ は小となる。 $x'$ は次の式(2)で求められる。

$$x' = d \cdot \sin \alpha \quad (2)$$

$$\alpha = \theta \cdot i$$

$\theta$ : 円弧上1チャンネル当たりのチャンネル開き角

$i = O' \sim a$ 点までのチャンネル数

$$\delta = 2d \cdot \sin (\theta / 2)$$

$\delta$ : 検出器チャンネルピッチ

$d$ : X線中心から円弧上までの距離(円弧の半径)

$\theta$ : 円弧上1チャンネル当たりのチャンネル開き角

【0011】円弧上では、“X線中心からみたチャンネル開き角”、X線中心からの距離は常に一定なのでチャンネルピッチは均等になる。図1において、式(3)で求められる $\delta$ は、検出器2のチャンネルピッチを指している。この $\delta$ は、検出器の構造、すなわち、チャンネル数の多少により異なるので、これに応じて、チャンネルピッチ発生装置42は $\delta$ を計算する。

$$\delta' = \delta \cdot \sin (\theta \cdot (1 + 1/2))$$

$$= 2d \cdot \sin (\theta / 2) \cdot \sin (\theta \cdot (i + 1/2)) \quad (4)$$

$\delta'$ : 中心チャンネルから第 $i$ 番目のチャンネル直線上チャンネルピッチ

$\delta$ : 検出器チャンネルピッチ

$d$ : X線中心から円弧上までの距離(円弧の半径)

$\theta$ : 円弧中心部での1チャンネル当たりのチャンネル開き角

$i$ : チャンネル(0~N-1)

【0013】これは、図1において、例えば、X線34、32に対応するチャンネルピッチ $\delta$ に対して、これを $x$ 軸に垂直投影して直線上に変換した値 $\delta'$ を求めることである。画像再構成装置44は計測データ記憶装置41からのX線データとチャンネルピッチ変換装置43からの $\delta'$ を入力し、画像再構成を行い、その結果を表示装置5に送り、画像を表示する。

【0014】次に図3を用いて、本発明の実施例の処理の流れを説明する。スキナ3は計測開始し(ステップ50)、データを収集して(ステップ51)、そのデータを記憶装置41に記憶する。チャンネルピッチ発生装置42はチャンネルピッチ $\delta$ を発生し(ステップ53)、さらにチャンネルピッチ変換装置43はチャンネル

【0009】このように、検出器2のチャンネル位置が外側へ行くほど、各チャンネルごとの縮小分 $\Delta x'$ が小になるので、画像再構成した場合、その得られた画像の外側にボケが生じなくなる。

【0010】図2は本発明のハードウェアの実施例を示すブロック図であって、スキナ3と、画像処理装置4と、表示装置5とよりなる。スキナ3は、X線管1と検出器2とをもち、X線管1で発生したX線は、被検者10を透過後、検出器2に入射し、X線データに変換される。スキナ3はこのX線データを画像処理装置4に送る。画像処理装置4は、計測データ記憶装置41と、円弧状チャンネルピッチ発生装置42と、円弧→直線状チャンネルピッチ変換装置43と、画像再構成装置44とよりなっている。計測データ記憶装置41には、スキナ3から送られてくるX線データを記憶する。円弧状チャンネルピッチ発生装置42は、次の式(3)の発生式によりチャンネルピッチを計算する。

$$(3)$$

※【0012】この場合、予め検出器の構造によるチャンネル数が異なる場合、前記発生装置に対して、そのチャンネル数を入力しておけばよい。また、前記発生装置は、CT装置の機種別、すなわち、異なる検出器ごとに入力されるデータを処理して $\delta$ を計算するプログラムをもつようにしてもよい。チャンネルピッチ変換装置43は、次の式(4)の変換式を用いて円弧状チャンネルピッチ発生装置42で求めた円弧状チャンネルピッチ $\delta$ を直線上チャンネルピッチ $\delta'$ に変換する。

ルピッチ変換したデータ $\delta'$ を作成する(ステップ54)。画像再構成装置44は上記記憶装置41から計測X線データを読み出し(ステップ52)、チャンネルピッチ変換データ $\delta'$ とを入力して画像再構成を行い(ステップ55)、そしてその画像データを表示装置5に表示する(ステップ56)。この処理が規定数終了した場合(ステップ57)、計測は終了する(ステップ58)。

【0015】

【発明の効果】以上述べたように、本発明によれば、直線上チャンネルピッチ $\delta'$ を使用して画像再構成すると、検出器の周辺部のチャンネルに行くほどピッチが小さくなり、画像は縮小する。ただし、周辺部は元々拡大投影している(チャンネルピッチを変換せずに直線上に投影するとだんだん大きくなる)のでこれと相殺する。この結果、再構成画像は従来の画像に比べ、周辺部での歪みが改善され、画像上での距離計測が減少する効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の原理を説明するための図である。

#### \* 4 画像処理装置

## 5 表示装置

10 被検体

#### 4.1 計測データ記憶装置

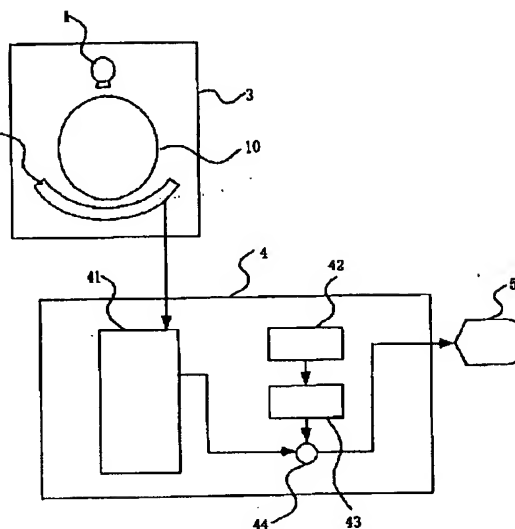
## 4.2 チャンネルピッチ発生装置

### 43 チャンネルビッチ変換装置

## 4 4 画像再成装置

\*

【圖2】



【图4】

